- **Памяти великих советских учёных, нашим учителям, докторам наук – профессорам Прангишвили И.В.(директор Института Проблем Управления РАН),**
- **Денисюку Ю.Н. (действительному члену РАН),**
- **Соколову Е.Я.(лауреату Ленинской премии)**
- **и маме Тюц Т.С.**

посвящается.

Данный проект является лишь частью более глобальной работы по исследованию механизмов природной конвертации и использования любых видов энергий окружающего пространства биологическими структурами для жизни и развития.

Суть проекта состоит, во-первых; в разработке теоретических основ метода регенерации и омолаживания Человека. Во-вторых; стимуляции ,выработки иммунитета – противоядия от действия всевозможных химических - радиационных ОВ и других негативных проявлений. В-третьих, в изготовлении реализующей установки этого метода. В-четвёртых, в повторении апробации установки на растениях и животных.

Краткое описание теоретических основ состоит в использовании самых последних и совершенных достижений в голографии. В умении их адаптировать от применения на неживых к применению на живых объектах.

Краткое изложение состава и функционирования установки. В установку входят: лазерный комплекс, включающий излучатель, узлы регулировки этого излучателя с помощью систем обратных связей,

включающие живые и неживые компоненты. Такая система позволяет войти в функциональные связи живого управляемого объекта – реципиента с управляющими характеристиками объекта-донора. Нами решены проблемы осуществления возможностей: произвести съем полезной информации с молодого здорового организма, ее специфическое формирование с последующей трансляцией и восприятием больным и старым организмом для его омолаживания посредством регенерации всех его органов и тканей.

УДК 575.17

Голографический метод управления состоянием клеток биологических объектов.

Г.Г. Тертышный – К.В. Тюц

Предложен новый метод формирования, трансляции и восприятия биогенной информации для управления процессами жизнедеятельности в биосистемах. Приведена математическая модель поляризационно-динамических процессов управления биологическими объектами посредством лазерного голографирования. Кратко излагаются теоретические основы трансляции поляризационно-динамической управляющей информации и обсуждается реализующий ее способ и устройство для осуществления голографического управления в биологических системах. А именно; за счет восприятия реципиентом этой информации, запоминания и долговременной эндогенной и экзогенной реконструкции голографических структурно-динамических образов клеток донора путем одновременной стимуляции выработки собственных стволовых клеток, с последующей их трансляцией в зону больных органов и тканей реципиента для их полной регенерации. Приведены некоторые результаты использования голографического информационно-лазерного преобразования для считывания и трансляции динамической голографической памяти собственных здоровых клеток от донора к больным клеткам реципиента с целью их регенерации, а также, на этом примере, показан способ воздействия на ген SIR 2 и выключение его из генома - устранения механизма старения организма, таким образом мягко повышая

сопротивляемость организма к внешним неблагоприятным факторам воздействия.

Введение.

Термин «голография» происходит от двух греческих слов holos – весь, полный и …графия – изображение, и обозначает полное объемное изображение объекта. При фазовом (прозрачном) строении голографируемого объекта по всему пространству получается полное и детальное его изображение. Впервые метод голографирования предложен Д. Габором в 1948 году и существенно дополнен отечественными учеными. Метод основан на интерференции когерентного излучения любой природы. Например, на фотопластинку одновременно с «сигнальной» волной, рассеянной объектом, направляют в обход объекта «опорную» или эталонную волну от того же источника света. Возникающая при интерференции этих волн картина, содержащая полную информацию об объекте, фиксируется на фоточувствительной поверхности. Она называется голограммой. При облучении голограммы или ее участка опорной волной можно увидеть объемное изображение всего объекта. Голография широко используется в физике и различных областях техники (в частности, для распознавания образов и кодирования информации), в акустике (для обнаружения внутренних дефектов в ответственных металлических конструкциях атомных станций) и т.п. Голография имеет большие перспективы при создании объемного кино и телевидения [1].

Данная работа (как и некоторые другие [2-13]) является продолжением исследований, которые были начаты под руководством И.В. Прангишвили. Он горячо поддержал новую в те годы (1997-2001 г.г.) гипотезу о голографических свойствах биосистем и о возможности голографического управления состоянием клеток этих систем. Под голографическим управлением мы понимаем изменение внутреннего состояния и структуры клеток реципиента в результате управляющих акустических, световых или электромагнитных воздействий, исходящих от донора и его внутренних динамических процессов. Для реализации голографического управления была разработана и создана

голографическая установка. В ее состав входит гелий-неоновый лазер непрерывного излучения и механическое приспособление для размещения в нем донора и оптических деталей. Луч лазера проходит многократно через донор и модулируется его клеточными структурами по амплитуде, частоте и поляризации. Поляризация дает перераспределение интенсивности луча в виде микроколец Ньютона, движение которых также детектируется фотоприемником в квадратичный сигнал интенсивности. Суперпозиция модуляционного сигнала проходит через точечный фильтр, который фрактально модулирует каждую крупную синусоиду более мелкой структурой типа «бороды», лежащей на большей синусоиде. В свою очередь этот сигнал по каналу обратной связи попадает в высокочастотную составляющую сигнала от генератора, регулирующего подогрев корпуса трубки резонатора лазера для стабилизации длины волны лазерного луча. Эта обратная связь предназначена для компенсации всех дестабилизирующих факторов, приводящих к микронным удлинениям или сокращениям длины резонатора, что уширяет спектр излучения, например, колебания температуры окружающей среды. Модуляция от донора также дестабилизирует длину резонатора, что приводит к незначительному изменению длины волны лазерного сигнала и к появлению микроколец интенсивности. Таким образом, возникает модуляции полезного сигнала от донора и через фотодетектор попадает в высокочастотную составляющего электромагнитного и акустического сигналов.

При управлении биологическими системами производится передача голографической информации от донора к реципиенту с последующим его управлением. В ходе проведения лазерно-голографических экспериментальных работ на растениях в 1997 году было обнаружено явление голографической трансляции информации от донора к реципиенту [9-13]. Суть этого явления состоит в прохождении лазерного излучения через полупрозрачные биологические клетки донора, которые это излучение модулируют собственной поляризационно-фазовой голограммой. Для устойчивого и без искажений запоминания в лучевом потоке считываемой

информации был разработан виброустойчивый поляризационный сенсор-преобразователь динамической голограммы. В физическую основу такого преобразователя заложен принцип избыточного кодирования каждой амплитудно-фазовой рассеивающей точки объекта в виде поляризационных колец Ньютона.

В экспериментах производилась виброустойчивая передача некогерентной голографической информации от донора к реципиенту. При достаточно длительном (15 -20 мин) и целенаправленном околорезонансном экспонировании реципиента происходило явление голографического управления состоянием клеток реципиента посредством транслируемой информации, исходящей от донора. В результате структурно-динамическое состояние клеток реципиента улучшалось, приближаясь к нормальному состоянию, характерному для молодых и здоровых клеток донора.

Это объясняется следующими причинами. Во-первых, оказалось, что основной пул голографической информации находится в поляризационно-динамических модуляциях углов Эйлера. Это можно объяснить тем, что после отражения лазерного луча от каждой точки донора возникают световые конуса рассеянного излучения, в котором исходящая от лазера ортогонально-круговая поляризация преобразуется в пространственно-коническое ее распределение. При взаимодействии рассеянного излучения световых конусов с поляризационной опорной волной, синтезируемой сенсором-преобразователем (специальным поляризационным квазиобъективом), в который входят поляроиды и оптически активные среды, вращающие вектора поляризации, возникают пространственно-распределенные поляризационные кольца Ньютона. Если клетки живые, то они подвижны. Однако, получающееся кольца практически неподвижны друг относительно друга и относительно выбранного начала координат, выбираемого в пространстве, в котором находится объект-донор. Это происходит из-за относительной связанности точек донора между собой. Переменные углы Эйлера обусловлены микроскопическими амплитудными колебаниями точек донора, соответствующими динамическому состоянию клеток живого биологического объекта. Эти

переменные углы представляют собой углы между прямыми, касательными к поляризационным кольцам, и осями координат, в которых рассматриваются точки донора.

Во-вторых, оказалось возможным передавать информацию от донора в дальнюю зону, где располагался реципиент. Под дальней зоной, как обычно, понимается расстояние, значительно превышающее длину волны лазерного зондирующего сигнала. Для реализации этого процесса и был разработан и изготовлен вышеупомянутый специальный поляризационный сенсор-квазиобъектив. Физика работы этого устройства состоит в том, что несколько поляроидов, между которыми находятся оптически активные среды, производят поворот векторов углов поляризации. Далее в статье будет дана математическая модель поляризационно-динамического процесса голографирования.

В-третьих, была решена проблема динамической устойчивости поляризационных голограмм, что оказалось особенно важно для работы с живыми организмами. Это означает, что при любых микродвижениях лазерного луча (например, из-за сейсмической подвижности фундамента, на котором установлен лазер) вдоль клеток донора возникает одна и та же система поляризационных колец Ньютона.

В-четвертых, при голографическом кодировании и трансляции информации удалось решить проблему сохранения избыточности. Эта избыточность понимается здесь в том смысле, что она связана с прямым и обратным Фурье-преобразованием, которое состоит, во-первых, в формировании и регистрации колец Ньютона и, во-вторых, в их обратном Фурье-преобразовании. Прямое Фурье-преобразование дает систему колец Ньютона для каждой точки клеток донора, а обратное – преобразует эти кольца в аналогичные точки, находящиеся в дальней зоне на реципиенте. В итоге избыточность обеспечивается тем, что при прохождении через вышеописанный квазиобъектив, каждая клеточная структура донора трансформируется в совокупность объемных поляризационных конусов стоячей световой волны интенсивности. В случае частичного стирания или вибрационного размытия колец Ньютона, которые соответствуют некоторой точке реципиента,

оставшаяся часть колец оказывается достаточной для правильного формирования соответствующей точки донора.

В этом состоят основные отличия и преимущества описываемого в настоящей статье способа и устройства голографического управления состоянием клеток биологических систем. За счет вышеуказанных решений была получена поляризационно-динамическая голографическая трансляция информации без ее геометрического и масштабного искажения.

Отметим, что в принципе для получения голограммы возможно использование и некогерентного излучения. Для этого необходимо использовать поляроиды и поляризационно-вращающие оптически активные среды [13]. Подробное математическое обоснование этого положения будет рассмотрено ниже в разделе 2.

1. Теоретическое обоснование возможности записи и считывания динамических голограмм на клеточных структурах человека.

Известно, что в состав клеток организма человека обязательно входят азот содержащие молекулы, которые включаются и в состав азополимеров, на которых с высокой дифракционной эффективностью записываются динамические поляризационные голограммы [16]. В этой работе проведен обзор существующих типов материалов используемых в качестве регистрирующих сред в задачах динамической поляризационной голографии, а также доказана возможность высокоплотной записи и долговременного хранения такой голографической информации. Рассмотрены основные типы фоточувствительных органических соединений полимерного строения, которые очень схожи со структурами азотсодержащего полимерного строения клеток организма и ДНК-структур. Поэтому молекула, входящая в состав азополимерной матрицы красителя ДНК за счет такого сходства способна поглощать квант света и может совершить переход между стабильными транс- изомерными и цис- изомерными конформациями. Основной вклад в сложную схему энергетических уровней фотохромных молекул для относительно медленных процессов

($\approx 10^3 c$) вносят эти основные стабильные конформационные состояния.

Фотоизомеризация, происходящая в клетках реципиента, приводит к изменению ориентации поглощающего перехода азокрасителя, а также сечения поглощения хромофора и его гиперполяризуемости. В свою очередь, фотоиндуцированное изменение концентраций изомеров и их пространственной ориентации изменяют оптические свойства среды, а именно показатель преломления и коэффициент поглощения. Вероятность фотоизомеризационного перехода определяется характеристиками красителей, входящих в конкретную ДНК-полимерную матрицу, а также сечением поглощения изомера, квантовым выходом реакции транс-цис- изомеризации и параметрами воздействующего света, который промодулирован клетками здорового донора. Это новое поляризационное состояние световой волны, исходящей от донора, и управляет интенсивностью и поляризацией клеток реципиента.

В голографическом информационно-лазерном преобразователе взаимная ортогональность поляризованных мод лазерного излучения позволяет увеличить вероятность максимального совпадения с большой осью молекулы. Оптический отклик цис- изомера считается изотропным. В состав полимерной матрицы равноправно с азокрасителями могут входить и нефоточувствительные нейтральные фрагменты, вносящие свой фоновый [20] вклад в оптические характеристики соединения. В результате фотоиндуцированных перестроений азокрасителей возможно структурное перестроение всей полимерной цепи, входящей в состав ДНК. Наведенная светом анизотропия распределения молекул на уровне полимерной матрицы ДНК, как правило, является более долгоживущей и поэтому является основополагающим фактором при анализе процессов, отвечающих за устойчивое и долговременное хранение голографической информации, записанной в аморфных структурах азополимеров ДНК.

В экспериментах при трансляции голографической информации от клеток-доноров к клеткам-реципиентам вокруг каждой клетки-голограммы обеих участников в ближней зоне располагается

межклеточный слой соседних клеток-голограмм, обменивающихся между собой и центральной клеткой голографической информацией [19]. Тогда каждая клетка, помимо собственной поляризационно-голографической структуры и ее динамических характеристик, содержит еще голографическую информацию обо всех соседних клетках. В этом состоит еще одна существенная причина обеспечения избыточности и многократного дублирования голографической информации клеток.

Математическое описание динамики процессов фотоизомеризации и переориентации молекул, входящих в состав полимера ДНК, проще всего осуществляется в терминах функций плотности углового распределения. Будем считать независимыми все три молекулярные группы, входящие в состав ДНК: транс- изомеры азокрасителя, цис- изомеры азокрасителя и нейтральные молекулы. Из работы [13] известна система балансных уравнений, описывающих динамику функций распределения изомеров азокрасителей, что в полной мере соответствует процессам, происходящим в молекулах ДНК при воздействии циркулярно-поляризованного света с учетом влияния нефоточувствительной полимерной матрицы**:**

$$\frac{\partial n_l}{\partial t} = -R_1 n_l + \frac{1}{4\pi} R_c (1 + 5SP_2 + \frac{1}{6} DP_2^{(2)} \cos 2\varphi)(N_0 - \int n_l d\Omega') - D_l \Delta_\Omega (n_l(t,\Omega) - n_l^0(\Omega));$$

$$\frac{\partial S(t)}{\partial t} = -\frac{1}{5}\frac{U_{hl}}{kT}\frac{1}{\tau_h}(S(t) - \frac{a_{20}(t)}{5a_{00}(t)}) - 6D_h(S(t) - S_0);$$

$$\frac{\partial D(t)}{\partial t} = -\frac{1}{5}\frac{U_{hl}}{kT}\frac{1}{\tau_h}(D(t) - \frac{6a_{22}(t)}{5a_{00}(t)}) - 6D_h D(t);$$

(1)

$$n_c(t) = \frac{1}{4\pi}(N_0 - \int n_l(t,\Omega') d\Omega').$$

Угол $\Omega = (\theta, \varphi)$ - телесный угол функции плотности углового распределения динамики процессов фотоизомеризации и переориентации молекул в голографической структуре фотоиндуцированных перестроений азокрасителей.

Коэффициенты R_t и R_c характеризуют скорость изменения интенсивности изомеризации. В развернутом виде их значения можно записать в следующем виде:

$$R_l = \frac{I}{\hbar\omega}\sigma_l^{||}\gamma_l\left(\varepsilon + \frac{1-\varepsilon}{1+a^2}\varsigma(\theta,\varphi)\right);$$

(2)

$$R_c = \frac{I}{\hbar\omega}\sigma_c\gamma_c + \frac{1}{\tau_c},$$

где $S(t)$ - функция распределения цис-изомеров азокрасителей в молекуле ДНК при воздействии эллиптически-поляризованного света, n_l - текущее значение показателя преломления в молекуле ДНК при воздействии эллиптически-поляризованного света,

$n_c(t)$ - текущее значение коэффициента поглощения в молекуле ДНК при воздействии эллиптически-поляризованного света, $D(t)$ - функция распределения транс-изомеров азокрасителей в молекуле ДНК при воздействии эллиптически-поляризованного света,

I - величина интенсивности воздействующего света; $\varsigma_l(\theta,\varphi) = a^2\sin^2\theta\cos^2\varphi + \cos^2\theta$ - фактор эллиптичности света. Здесь a - степень эллиптичности, $\varepsilon \equiv \sigma_l^{|}/\sigma_l^{||}$ - коэффициент асферичности транс-изомера; $\sigma_c, \sigma_l^{|}, \sigma_l^{||}$ -сечения поглощения цис- изомера и транс- изомера; азокрасителя в направлениях вдоль перпендикулярно оси молекулы; γ_l и γ_c - квантовые выходы реакции фотоизомеризации; P_2 и $P_2^{(2)}$ - присоединенные функции Лежандра; $a_{20}(t)$ и $a_{22}(t)$ - коэффициенты разложения функции $n_l(t,\theta,\varphi)$ в ряд по сферическим функциям; D_l и D_f - коэффициенты вращательной диффузии транс- изомеров азокрасителя и молекул полимерной матрицы; U_{hl} - потенциал межмолекулярного взаимодействия; τ_h - время релаксации полимерной матрицы.

Выяснилось, что нейтральные молекулы также влияют на динамику изменения параметра порядка полимерной матрицы в

результате фотоориентации подсистемы азокрасителей. Воздействие поляризованного света на полимер приводит к переориентации азохромофоров, которые в свою очередь вызывают перераспределение своего молекулярного окружения, и, следовательно, изменение параметра порядка нематического домена. Нематический домен – структурное образование, входящее в состав жидкого кристалла, внутри которого все молекулы имеют спонтанно-наведенную однородную ориентацию. Размеры таких доменов находятся в диапазоне 10^{3} - 10^{5} см. [1].

В нашем случае за счет этих явлений и происходит голографическое управление. Оно достигается посредством многократного прохождения поляризованной волны через клетки донора с целью усиления сигнала модуляции. Сигнал, модулированный здоровыми клетками донора, транслируется на голограмму реципиента, приводя к желаемому результату.

В принципе существуют два вида реконструкции больных клеток. Первый вид –эндогенная реконструкция, когда процессы протекают за счет внутренних резервов, т.е. «внутреннего» излучения соседних клеток. Второй – экзогенная реконструкция, когда источником является внешний излучатель. При эндогенной и экзогенной реконструкции эта динамическая поляризационная информация непрерывно транслируется от одного сферического слоя клеток-голограмм к другому слою. В течение нескольких дней или месяцев происходит регенерация больных тканей.

Рабочая гипотеза о голографическом градиентном росте тканей была подтверждена американскими учеными [14] на примере модели лазерного управления изменением направления роста корневой системы под действием медленно движущегося лазерного луча в питательной среде. Эта модель по физической сути ничем не отличается от нашей модели голографического построения и роста живой клетки [4,12]. И в нашем случае рост каждой клетки реципиента происходит по переменному градиенту освещенности поляризационных интерферограмм, реконструированных в виде микроскопических

интерференционных динамических полос, соответствующих здоровым голограммам клеток донора.

1. Работа голографического информационно-лазерного преобразователя.

Для полного представления работы голографического информационно-лазерного преобразователя необходимо иметь четкое понимание основ теории голографического построения и обмена информацией живой здоровой клетки со всеми другими, входящими в состав органов и тканей организма. Следует отметить, что мы основываемся на работах классика в области динамической голографии Ю.Н. Денисюка [15], разработавшего основы регистрации и реконструкции голографического построения изображений материальных структур. Автором статьи экспериментально доказано, что помимо регистрации и реконструкции возможно внутриклеточное голографическое построение биологических структур. Это происходит при реконструкции записанной голограммы на больных клетках реципиента посредством градиентного (по чертежу голограммы) роста новых здоровых структур и одновременного рассасывания больных клеток. Вкладом автора является и теория пространственно-голографического управления в биологических и физических объектах посредством использования пространственно-голографической трансляции модуляционной информации, осуществляемой несколькими способами в биологических и физических объектах [2-13]. Суть этого явления основана на гипотезе о единстве волновых и материальных процессов, происходящих во всех замкнутых и разомкнутых циклических системах [15,17]. Трансляция модуляционной информации от объекта-донора к объекту-реципиенту происходит посредством прямолинейно распространяющихся взаимно проникающих волн, несущих многоуровневую модуляционную информацию.

Одним из теоретических обоснований метода голографического управления в биологических системах может служить физико-математическая модель [13], использованная нами для разработки

способа формирования некогерентной поляризационно-динамической голограммы с помощью квазиобъектива.

Рассмотрим описание этого процесса, предложенного для регистрации цветных голограмм без использования лазеров [13]. С одной стороны, адаптируя его к биологической системе, опишем протекающие внутриклеточные процессы, а с другой стороны, одновременно с этим, дадим математическое обоснование работоспособности некогерентного поляризационно-голографического амплитудно-фазового квазиобъектива и с помощью его применения объясним суть метода управления в биологических системах. Следует заметить, что в этих системах при микроскопическом их изучении, давно обнаружили как микроскопические поляризаторы, так и оптически активные белковые вещества, которые вращают плоскость поляризации проходящих через них излучений. Эти процессы давно были известны многим исследователям [18], однако никто из них до сих пор не объяснил наблюдаемое явление и не обосновал его необходимость для биологических клеточных структур.

Пусть под углом θ_1 от произвольной точки биологического объекта-донора свет попадает на первый внутриклеточный поляризатор и далее проходит через оптически активную среду, например, через биологический белок. Пройдя через второй клеточный поляроид, свет попадает на регистрирующую биологическую среду реципиента.

После прохождения первого поляроида амплитуду волны можно записать в виде $E_1 = A_1(\sin\beta_1 i + \cos\beta_1 j)$, где $A_1 = A_1' \cos\varphi, \varphi$ - *фаза* волны; A_1' - вещественная амплитуда световой волны после прохождения поляризатора $P_1; \beta_1$ - угол, определяющий положение первого поляризатора в выбранной системе координат. Далее свет проходит оптически активную среду (белок), при этом плоскость его поляризации поворачивается на угол α, который зависит от угла преломления θ_2 при фиксированной толщине d оптически активного белка:

$$\alpha = \frac{bd}{\cos\theta_2},$$

(3)

где b- постоянная вращения вектора поляризации.

С учетом введенных обозначений амплитуда световой волны имеет вид: $E_2 = A_2[\sin(\alpha+\beta_1)i + (\alpha+\beta_1)j]$, где $A_2 = A\tau_1$, τ_1- передаточный коэффициент.

После прохождения через второй поляризатор скалярная амплитуда волны в плоскости поляризации имеет вид $E = A_3[\sin(\alpha+\beta_1)\sin\beta_2 + \cos(\alpha+\beta_1)\cos\beta_2] = A_3\cos(\alpha+\beta_1-\beta_2)$,

где $A_3 = A_2\tau_2$, τ_2 - передаточный коэффициент, β_2 - угол, определяющий положение второго поляроида в выбранной системе координат.

Тогда интенсивность света будет равна

$$I = I_0 T\cos^2(\alpha+\beta_1-\beta_2),$$

(4)

где T - передаточный коэффициент для интенсивности, I_0 - интенсивность света, рассеянного некоторой точкой, расположенной на зондируемом биологическом объекте.

Подставив выражение (3) в (4), получим

$$I = I_0 T\cos^2\left(\frac{bd}{\cos\theta_2} + \beta_1 - \beta_2\right).$$

(5)

Анализируя полученное уравнение (5), можно заметить, что закон распределения интенсивности поляризационных полос в этой формуле аналогичен известному закону распределения интенсивности интерференционных полос в зонной решетке Габора, т.е. представляет собой осевую голограмму точки объекта. Кроме того, величина интенсивности зависит от величины угла θ_2, а при θ_2= const, и $I = const$ само распределение интенсивности света должно иметь вид чередующихся темных и светлых поляризационных колец с переменным периодом.

Если учесть, что θ_2 зависит от величины коэффициента преломления оптически активной среды, в качестве которой в нашем случае является белок клетки, то можно записать значение $\cos\theta_2$:

$$\cos\theta_2 = \frac{1}{n}\sqrt{n^2 - \sin^2\theta_1} \quad .$$

(6)

С учетом выражения (4) перепишем уравнение (5) в виде

$$I = I_0 \cos^2\left(\frac{bdn}{\sqrt{n^2 - \sin^2\theta_1}} + \beta_1 - \beta_2\right) \quad .$$

Пренебрегая рефракцией, то есть при $\theta_2 = \theta_1$, получим выражение для $\cos\theta_2$:

$$\cos\theta_2 = \frac{L}{\sqrt{L^2 + r_2}},$$

(7)

где L - расстояние от точки биологического объекта-донора до плоскости регистрации голограммы-реципиента, а r - расстояние от осевой линии, проходящей через центр регистратора голограммы до точки, в которую попадает луч, исходящий от точки биологического объекта-донора.

Предположим, что поляризационные пленки установлены параллельно, то есть

$\beta_1 = \beta_2$. Тогда, подставив (6) в (4), получим

$$I = I_0 T \cos^2\left(\frac{bd}{L}\sqrt{L^2 + r^2}\right).$$

(8)

Из последнего выражения видно, что закон распределения интенсивности света в плоскости регистрации есть функция, зависящая от положения голографируемой точки, находящейся на поверхности биологического объекта-реципиента.

При нормальном падении луча света на первый поляроид, когда $\theta_1 = 0$ и когда наблюдается максимальная величина интенсивности. **Угол** поворота второго поляроида β_2 должен удовлетворять соотношению $\alpha_0 - \pi m_0 = \beta_2 - \beta_1$, где $\alpha_0 = ba$ - угол поворота поляризации света при

прохождении нормально падающего луча через оптически активный белок клетки. m_0 - число поворотов плоскости поляризации на 180^0 при прохождении нормально падающего луча через оптически активный белок клетки-реципиента. При этом распределение интенсивности света в плоскости регистрации голограммы примет вид $I = I_0 t\cos^2(\alpha - \alpha_0)$ откуда, используя формулы (4) и (7), получим

$$I = I_0 T\cos^2[\frac{bd}{L}(\sqrt{L^2 + r^2} - L)] \quad .$$

(9)

Внутри окружности радиуса r будет расположено N светлых (или темных)

колец, определяемых по формуле $N = \frac{bd}{\pi L}(\sqrt{L^2 + r^2} - L)$. Отсюда радиус

N- го кольца можно определить по формуле $r = L\sqrt{\frac{\pi N}{bd}(\frac{\pi N}{bd} + 2)}$.

Для сравнения приведем распределение интенсивности в обычной когерентной осевой голограмме точки, получаемой в результате интерференции объектной сферической и опорной плоской волн

$$I_1 = 4I_0\cos^2[\frac{k_0}{2}(\sqrt{L^2 + r^2} - L)],$$

(10)

где $k_0 = 2\pi/\lambda$. Сравнивая выражения (10) и (9), можно отметить, что аргументы косинусов отличаются масштабным множителем, пропорциональным d/L, характеризующим вклад оптически активной среды в общий путь света.

В декартовой системе координат распределение интенсивности для голограммы точки (8) можно записать в виде

$$I(x', y', z') = I_0(x, y, z)T\cos^2[\frac{bd}{z' - z}\sqrt{(x' - x)^2 + (y' - y) + (z' - z)^2}],$$

(11)

где $T = T(x' - x, y' - y, z' - z)$.

Голограммой места донора является суперпозиция распределений (11), а распределение интенсивности в голограмме этого объекта имеет вид

$$I_{\Sigma}(x', y', z') = \int_V I_0(x, y, z) T \cos^2[\frac{bd}{z' - z}\sqrt{(x' - x)^2 + (y' - y) + (z' - z)^2}]dxdyd. \qquad (12)$$

Отсюда можно записать импульсную характеристику (или голографическую функцию размытия точки) в следующем виде:

$$h(x, y, z) = T(x, y, z)\cos^2(\frac{bd}{z}\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}) .$$

(13)

Голографическую передаточную функцию можно определить, исходя из Фурье-преобразования выражения (13). Полученная голограмма содержит полную объемную информацию о пространственных характеристиках голографируемого объекта или о пространственном распределении точек поверхности донора относительно плоскости регистрации голограммы реципиента.

Таким образом, сравнение решения нашей задачи аналогично традиционному, однако видно, что вышеописанный метод принципиально отличается от известных интерференционных методов и дает неоспоримые преимущества.

Во-первых, вместо лазерной монохроматичности и когерентности света используется дисперсионная вращательная способность оптически активной среды и пространственная локально-распределенная [20] поляризационная фильтрация. Этого вполне достаточно, чтобы в условиях движения и наличия низкочастотных вибраций у клетки-донора, в условиях некогерентного широкоспектрального облучения реципиента, была записана поляризационно-динамическая голограмма.

Во-вторых, этот метод, позволяет раскрыть виброустойчивый секрет регистрации и реконструкции голограмм без лазерных источников света внутри биосистем в инфракрасном световом диапазоне. Его эффективность определяется величиной поляризационно-оптической вращательной способности и толщиной слоя оптически активной среды. Известно, что вращательная способность некоторых жидких кристаллов достигает 40 000 град/мм,

что при их использовании в голографическом информационно-лазерном преобразователе вполне достаточно для широкого использования этого метода для поляризационно-голографической трансляции информации и, следовательно, голографического управления биосистемами.

С учетом вышеизложенной математической модели, нами разработан сенсорный квазиобъектив, который позволил создать голографическую установку, предназначенную для реализации процессов лазерно-голографического управления в биологических системах.

3. Апробация метода и голографической установки.

С целью экспериментальной проверки возможностей управления состоянием клеток в биосистемах в ИПУ РАН проведены предварительные эксперименты на животных. Все доноры и реципиенты были одного вида – крысы типа Вистар. В эксперименте была продемонстрирована возможность лечения искусственно вызванного сахарного диабета с использованием аллоксановой модели. Первая партия из 60-ти крыс подвергалась воздействию аллоксана, который в дозе 250 мг на единицу веса убивает бета-клетки поджелудочной железы. Через 10-12 дней все животные были в коме и, не смотря на лазерное облучение (без донора,) в зону акупунктурных точек задней лапы, все они погибли. Этот контрольный эксперимент показал, что вводимая доза яда имеет летальный исход, а лазерное не модулированное донором облучение не выводит животных из комы и не спасает их от гибели.

Затем была взята вторая партия (тоже из 60 крыс), у которых по той же схеме был вызван искусственный сахарный диабет. Через пять дней после введения аллоксана сахар у животных достигал летального уровня – 33 ед. и выше (при норме 5 ед.). После гибели 17 животных (примерно одной трети), нами было начато лазерно-голографическое облучение (с использованием управляющего сигнала от донорных клеток) оставшихся 43 крыс, находившихся в состоянии комы. Лечение состояло в использовании здоровых клеток донора, взятых хирургическим путем у четырех новорожденных 10-ти дневных крыс.

Луч лазера пропускался через здоровые β-клетки, взятые из хвостовой части поджелудочной железы донора. Оптической системой формировалось поляризационно-голографическое изображение здоровых клеток, которое поочередно подавалось на чувствительные точки акупунктуры (пятка задней лапы) каждого из 10 случайно выбранных животных. Оптимальная экспозиция лазерного и одновременно электромагнитного облучения подбиралась на основании предыдущих экспериментов. Клетки доноров обновлялись через каждые 15 мин. Таким образом, суммарная длительность облучения составляла один час, т.е. 15х4=60 (мин).

Остальные 33 особи облучались только электромагнитными и акустическими излучениями, содержащими также информацию о здоровых клетках донора. Эта информация передавалась в электромагнитный сигнал посредством диафрагмы и фотодетектора, преобразующего микроскопические кольца интенсивности лазерного излучения. Электромагнитный и акустический сигналы распространялись на всех животных, участвующих в эксперименте. Акустический сигнал возникал за счет прохождения части высокочастотного электромагнитного промодулированного донором сигнала через высокочастотный трансформатор блока питания лазерного источника. Спустя трое суток у всех облученных животных (а не только у облученных лазерным светом) сахар начинал плавно уменьшаться до нормального уровня. Сахар оставался нормальным и далее (в течение пяти суток), составляя в среднем 5 ед. Животные внешне полностью выздоравливали и проявляли утраченную активность, которая у них была до эксперимента. Время выздоровления у животных различалось в зависимости от того, получали ли они лазерную компоненту облучения или нет. Животные, не получившие этого облучения, выздоравливали несколько позже.

Кроме дорогостоящих и поэтому статистически трудно осуществимых опытов на крысах, были проведены статистически достоверные опыты с использованием бактерий, размеры которых не превышали одного микрона. В каждое лазерное пятно попадало около миллиона бактерий. Информационный голографический перенос

осуществлялся лазерным лучом от чувствительных к антибиотику бактерий к бактериям того же вида, но утративших чувствительность к нему. При облучении без донора (контроль), лазером было обработано десять чашек Петри. Опытных чашек было 20. Почва состояла из агар-агара, смешанного с антибиотиком. Поскольку охват бактерий излучением производился пространственно случайно, начальный перенос информации составлял около 5 %, т.е. такая часть клеток под воздействием излучения становились чувствительной к антибиотику и под его действием погибала. После четвертого пересева опытных клеток, частично приобретших чувствительность, перенос информации составлял уже не 100%, как в опытных чашках Петри, а значительно меньше - 60 %. Это означает, что в клеточной популяции чувствительность к антибиотику существенно возросла, и их количество на 40% уменьшилось по сравнению с контролем. Всего было проведено два опыта с бактериями, и оба дали одинаковые результаты. В контрольных чашках прорастали все 100% бактерии, на которых антибиотик не оказывал никакого воздействия, т.к. они были к нему нечувствительными. При информационном переносе свойств, обеспечивающих чувствительность, часть бактерий стала погибать под действием антибиотика, и поэтому их количество по сравнению с контролем уменьшалось до 60 %, т.е. 40% стали чувствительными к антибиотику и погибли при его воздействии на них. Это свидетельствует о том, что свойство чувствительности бактерий нечувствительных к антибиотику было передано бесконтактно по лазерному лучу, который был промодулирован чувствительными бактериями при прохождении через них лазерного луча. В контроле лазерный луч облучал нечувствительные бактерии, но не проходил через донорные (чувствительные) бактерии, и они остались, как и прежде, нечувствительными к антибиотику. Поэтому на них антибиотик не подействовал и их количество не уменьшалось, т.е. составляло начальные 100%. Выводы очевидны – возможно применение данного метода с воздействием на биологические объекты их излечения от различных заболеваний и выработкой ими иммунитета от действия

патогенной окружающей среды (пример, радиационного воздействия , а также различных отравляющих химических веществ.)

ЛИТЕРАТУРА

1. Советский энциклопедический словарь. Изд.«Советская энциклопедия», М. 1980. С. 322., С. 442
2. Тертышный Г.Г., Гаряев П.П., Готовский Ю.В. Трансформация света в радиоволны. III международная конференция «Теоретические и клинические аспекты применения адаптивной резонансной и мультирезонансной терапии». ИМЕДИС. Москва. 1997, С. 303-313.
3. Тертышный Г.Г., Гаряев П.П., Лощилов В.И., Щеглов В.А., Готовский Ю.В. Явление перехода света в радиоволны применительно к биосистемам. Сб. научн. трудов «Актуальные проблемы создания биотехнических систем». Вып. 2. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Академия Медико-Технических Наук РФ. Москва, 1997, С. 31-42..
4. Тертышный Г.Г. Методы и средства биофизического полевого управления в биологических системах. Сб. статей «Злая, лая …», Ладомир, М., 2005, С. 565-571.
5. Чучалин А.Г., Тертышный Г.Г., Учитель М.Л., Маевский Е.И., О Хан До, Песков А.Б., Кондрашева М.Н., Гришина Е.В., Хейфец В.И., Зякун А.М. Новый метод лазерной спектроскопии как основа идентификации тонкой структуры веществ. XII Российский национальный конгресс «Человек и лекарство» Российская академия государственной службы при Президенте РФ. М., 2005. С. 8.
6. Tertishniy G.G., Gariaev P.P., Kampf U., Muchamedjarov F. Fractal structure in DNA code and human language-towards a semiotics of biogenic information (IASS/AIS) Dresden, October 3-6, 1999, P.161.
7. Tertishniy G.G., Gariaev P.P The quantum nonlocality of genomes as a main factor of the morphogenesis of biosystems. Potsdam, Germany, May 6-9, 1999, P. 37-39.
8. Tertishniy G.G., Gariaev P.P., Birshtein B.I., Iarochenko A.M., Marcer P.J., Leonova K.A., Kaempf U. The DNA-Wave Biocomputation // Consciousness and physical reality, Vol. 2, No. 2, 2000, PP.26-33.

9. Прангишвили И.В., Тертышный Г.Г.,. Гаряев П.П., Мологин А.В., Леонова Е.А., Мулдашев Э.Р. Генетические структуры как источник и приемник голографической информации // Датчики и Системы, 2000, № 2, С. 2- 8.

10. Прангишвили И.В., Тертышный Г.Г., Гаряев П.П., Максименко В.В., Мологин А.В., Леонова Е.А, Мулдашев Э.Р. Спектроскопия радиоволновых излучений локализованных фотонов: выход на квантово-нелокальные биоинформационные процессы // Датчики и Системы, 2000, № 9, С. 2-13.

11. Прангишвили И.В., Ярошенко., А.М., Гаряев П.П., Шабельников А.В. Тертышный Г.Г., Мологин А.В,.Мошков А.В, Зубков А.В., Леонова Е.А. К проблеме единства ритмов Вселенной // Датчики и Системы, 2001, №12, С. 2-4.

12. Прангишвили И.В., Тертышный Г.Г., Гаряев П.П., Мологин А.В., Леонова Е.А., Мулдашев Э.Р. Трехмерная модель процессов эндогенного голографического управления развитием пространственной структуры биосистем // Датчики и Системы, 2001, №1, С. 3-8.

13 . Tertyshnii G.G., Gariaev P.P., Aksenov V.A., Leonova E.A., Fomchenkov S.V., The formalism of endogenous polarization/holographic managing processes in organisms. Consciousness and a physical reality, 9, number 4, C. 44-50, 2004, In Russian.

14. Method for guiding nerve cell growth with light could lead to treatment of spinal cord injuries. The University of Texas at Austin, UT Directory, UT Offices. News Home, November 25, 2002.

15. Денисюк Ю.Н. Об отображающих свойствах бегущих волн интенсивности при записи динамических объемных голограмм // ЖТФ, 1974, 44, №1, с. 131-136.

16. Бакланова Е.А., Ураев Д.В., Шмальгаузен В.И, Динамика поляризационной голографической записи в пленках азосодержащих полимеров// Вестник Московского Университета, Серия 3, Физика. Астрономия, с.20-26 (2005).

17. Прангишвили И.В. Системный подход и общесистемные закономерности», СИНТЕГ, М., 2000.

18. Marco Bischof. Biophotonen. Das Licht in unseren Zellen. Printed in Germany, 1995, ISBN 3-86150-095-7, ZWEITAUSENDEINS, S. 522.

19. Будаговский А.В. Дистанционное межклеточное взаимодействие. НПЛЦ «ТЕХНИКА», М., 2004, С. 103.

20. Тертышный Г.Г, Гетманов В.Г., Дятлов А.В., Жиров М.В.,. Применение локальных и слайновых аппроксимаций для оценивания нестационарных параметров опто-электронных сигналов. ж. Автоматика и телемеханика, №6, 2000, с. 29-35.

21. М.С. Андреева, В.И. Шмальгаузен. Энергообмен когерентных световых пучков в плёнках азотосодержащего фоточуствительного полимера. Вестник МГУ**. Автореферат диссертации.2004 г.**

22. Мухина И.В. – доктор мед. наук, профессор, зав. ЦНИЛ НГМА. 2007 г. Влияние модулированного биоструктурами электромагнитного излучения на течение аллоксанового сахарного диабета у крыс.

Георгий Георгиевич Тертышный – кандидат технических наук, старший научный сотрудник ИПУ РАН. Тел. 466-33-89, 334-75-71, E-mail: 4663389@mail.ru

Тюц Константин Васильевич – специалист по радиоэлектронике, теплоэнергетике (выпускник ВЗПИ) ,сотрудник МОЭК. Тел. 387-64-85, E-mail: tiouts@mail.ru